

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 54 908.7

Anmeldetag: 25. November 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Verfahren zum Herstellen eines Bildes

IPC: G 06 T 11/00

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 2. September 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag



Dr. Hartung
Letang

Beschreibung**Verfahren zum Herstellen eines Bildes**

5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Herstellen eines Bildes aus einem dreidimensionalen Abbild eines Objekts.

Insbesondere mit modernen bildgebenden medizintechnischen Geräten aufgenommene Bilder weisen eine relativ hohe Auflösung

10 in allen Richtungen auf, so dass mit ihnen verstärkt 3D-Aufnahmen (Volumendatensätze) erstellt werden. Bildgebende medizintechnische Geräte sind z.B. Ultraschall-, Computertomographie-, Magnetresonanz- oder Röntgengeräte oder PET-Scanner. Ferner können öfter Computertomographie- (CT) oder

15 Röntgengeräte eingesetzt werden, da sich eine Strahlenbelastung, die ein Lebewesen während einer Untersuchung mit einem dieser Geräte ausgesetzt ist, verringert hat. Volumendatensätze weisen jedoch eine größere Datenmenge auf als Bilddatensätze von herkömmlichen zweidimensionalen Bildern, weshalb

20 eine Auswertung von Volumendatensätzen relativ zeitaufwändig ist. Die eigentliche Aufnahme der Volumendatensätze dauert zur Zeit in etwa eine halbe Minute, wobei man für das Durchforsten und Aufbereiten des Volumendatensatzes oft eine halbe Stunde oder mehr benötigt. Daher sind automatische Erken-

25 nungs- und Aufbereitungsverfahren notwendig und willkommen.

Des Weiteren kann es sein, dass feine Strukturen in der Darstellung insbesondere großer Volumendatensätze untergehen, bzw. dass Kontrastmittel benötigt werden, um feine Strukturen

30 sichtbar zu machen. Dies gilt z.B. zur Darstellung kleiner Gefäße.

Bis etwa zum Jahr 2000 war es in der Computertomographie (CT) fast nur üblich, eine Diagnose anhand axialer Schichtstapel

35 (Schnittbilder) zu treffen oder sich zumindest für einen Befund vorwiegend an den Schnittbildern zu orientieren. Seit etwa 1995 sind dank der Rechenleistung von Computern 3D-

Darstellungen auf Befundungskonsolen verbreitet; sie hatten aber zuerst eher wissenschaftliche oder ergänzende Bedeutung. Um dem Arzt eine Diagnose zu erleichtern, sind ferner im Wesentlichen vier Grundverfahren der 3D-Visualisierung entwickelt worden:

1. Multiplanare Reformatierung (MPR): Dies ist nichts anderes als eine Neuzusammenstellung des Volumendatensatzes in anderer Orientierung als z.B. den ursprünglichen horizontalen Schichten.

10 Es wird insbesondere zwischen der orthogonalen MPR (3 MPRs, jeweils senkrecht zu einer Koordinatenachse), der freien MPR (schräge Schichten; abgeleitet = interpoliert) und der Curved MPR (Schichterstellung parallel zu einem beliebigen Pfad durch das Abbild des Körpers des Lebewesens und z.B. 15 senkrecht zu der MPR, in welcher der Pfad gezeichnet wurde) unterschieden.

2. Shaded Surface Display (SSD): Segmentierung des Volumendatensatzes und Darstellung der Oberfläche der herausgeschnittenen Objekte, meist stark geprägt durch Orientierung an den 20 CT-Werten und manuelles Hilfs-Editing.

3. Maximal Intensity Projection (MIP): Darstellung der höchsten Intensität entlang jedes Sehstrahls. Bei der so genannten Thin MIP wird nur ein Teilvolumen dargestellt.

25 4. Volume Rendering (VR): Darunter wird eine Modellierung der Abschwächung des Sehstrahls, der vergleichbar einem Röntgenstrahl in das Objekt eindringt, verstanden. Dadurch wird die gesamte Tiefe des abgebildeten Körpers (teilweise durchscheinend) erfasst; es gehen jedoch Einzelheiten von kleinen und vor Allem dünnenschichtig dargestellten Objekten verloren. Die Darstellung wird manuell durch Einstellung so genannter Transferfunktionen (Farb-Lookup-Tabellen) geprägt.

35

Eine andere wichtige Art der schnellen Visualisierung, jedoch kein eigentliches 3D-Verfahren, ist das filmartige Eintauchen

in einen Schichtstapel, bei dem eine Schicht nach der anderen dargestellt wird.

Die Aufgabe der Erfindung ist es daher, ein Verfahren anzugeben, mit dessen Hilfe ein Bild hergestellt wird, mit dem ein im Volumendatensatz gespeichertes Abbild verbessert dargestellt werden kann.

Die Aufgabe der Erfindung wird gelöst durch ein Verfahren zum Herstellen eines Bildes, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Segmentieren der Oberfläche eines dreidimensionalen Abbildes eines Objekts, wobei das dreidimensionale Abbild mit einem Volumendatensatz gespeichert ist,

- Transformieren des Volumendatensatzes derart, dass die segmentierte Oberfläche in eine Ebene transformiert wird, und

- Darstellen der in die Ebene transformierten Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes mit einer Schicht vorgegebener Dicke innerhalb und/oder außerhalb des dreidimensionalen Abbildes.

Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren kann eine aufwändige Durchforstung des kompletten Volumendatensatzes für spezielle Fragestellungen automatisiert und damit für den Arzt vereinfacht und beschleunigt werden. Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren wird eine Art „Curved MIP“ erzeugt, d.h. eine komplexe Reformatierung der Bildinhalte des Volumendatensatzes durchgeführt. Diese erfolgt nicht senkrecht zu einer Ebene und parallel zu einer Linie wie bei der CurvedMPR, sondern parallel zur segmentierten Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes.

Zunächst wird erfindungsgemäß insbesondere automatisch die Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes bestimmt (heraussegmentiert). Diese in der Regel gekrümmte Oberfläche wird

nun in die Ebene transformiert, als ob man das dreidimensionale Abbild abrollen würde. Man denke hier zum Vergleich an die Projektion der Erdoberfläche auf Landkarten. Insbesondere wenn es sich bei dem Objekt um den Torso eines Lebewesens handelt, der quasi Säulenform, mit näherungsweise elliptischer Grundfläche aufweist, lässt sich die Oberfläche in eine ebene Fläche abrollen.

Wenn, wie es nach einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung vorgesehen ist, das dreidimensionale Abbild in Form mehrerer aufeinanderfolgender computertomographischer Schnittbilder vorliegt und die Bilddaten jedes Schnittbildes mit kartesischen Koordinaten beschrieben sind, (z.B. dargestelltes hautnahes Gewebe oder Strukturen entlang eines Röhrenknochens), so kann die Segmentierung der Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes nach folgenden Verfahrensschritte ausgeführt werden:

- Durchführen einer Koordinatentransformation für jedes Schnittbild nach Polarkoordinaten bezüglich einer Geraden, die durch das dreidimensionale Abbild verläuft und wenigstens im Wesentlichen rechtwinklig zu den einzelnen Schnittbildern ausgerichtet ist,
- Ermitteln der Konturen, die in jedem transformierten Schnittbild abgebildet und der Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes zugeordnet sind,
- Rücktransformieren der Bildpunkte der ermittelten Konturen in das dem Volumendatensatz zugeordnete Koordinatensystem und
- Re-Extrahieren von Bildpunkten entlang der Konturen für die Darstellung der in die Ebene transformierten Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes mit der Schicht vorgegebener Dicke innerhalb und/oder außerhalb des dreidimensionalen Abbildes.

Die aufgerollte ebene Darstellung der Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes umfasst eine Schicht vorbestimmter Dicke unter und/oder oberhalb der Oberfläche. Die Dicke beträgt z.B. einige Millimeter, wenn beispielsweise Blutgefäße untersucht werden sollen. Bei einer Untersuchung der Struktur von Röhrenknochen mag die Dicke fast einen Zentimeter betragen und bei einer Untersuchung der Hirnhaut ist die Schicht wiederum relativ dünn. In dieser eher halbkugelähnlichen Anordnung ist man näher bei der Landkartenprojektion oder es ist eine streifenförmige Reorganisation im Sinne des von R. Dribin in "Volume Rendering", Computer Graphics 22 (4), Seiten 65-74, August 1988 beschriebenen Verfahrens möglich.

Für die Schicht vorgegebener Dicke der erzeugten Bildebene wendet man je nach Fragestellung eine angemessene Verrechnungsart der hintereinanderliegenden Bildpunkte an, je nach den Anforderungen der Darstellung. Randbedingungen sind hier z.B. ein variabler oder konstanter Abstand der gesuchten Struktur von der Oberfläche, die Konstanz des Signalwerts der gesuchten Struktur, Rauschen, das ggf. zu unterdrücken ist, die Eigenschaft, dass eine Struktur höhere Dichte als die Umgebung hat ((kontrastmittelgefüllte) Gefäße, Kalzifizierungen) oder ein anderes Merkmal (Statistik höherer Ordnung). Da nur das Abbild der Oberfläche und die abgebildete Schicht vorgegebener Dicke dargestellt werden, ergibt sich ein Gewinn an Kontrast.

Nach einer bevorzugten Variante der Erfindung ist das dreidimensionale Abbild ein Abbild zumindest eines Teils eines Lebewesens und die segmentierte Oberfläche ist das Abbild der Körperoberfläche des abgebildeten Lebewesens.

Damit können z.B. automatisch das Abbild der Körperoberfläche des Lebewesens bzw. Abbilder hautnaher Schichten bis zu einer definierbaren Tiefe dargestellt werden. Denkbar sind hier Anwendungen zur Vorbereitung plastischer Operationen, Vorbereitung der Gefäßchirurgie, Hautkrebscreening u.v.m. Es ist

beispielsweise möglich, fein auflösende Darstellungen des subkutanen Gefäßbaumes wiederzugeben.

Das erfindungsgemäße Verfahren ist jedoch nicht auf die Körperoberfläche (Haut) beschränkt; insbesondere ist gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung vorgesehen, dass das Objekt ein Knochen oder ein Organ eines Lebewesens ist. So kann insbesondere die Oberfläche eines tieferliegenden Organs oder eine Grenzfläche innerhalb eines Organs untersucht werden. Knochenuntersuchungen (Trabekelzustand) zur Bewertung des Wachstums oder des Abbaus (bei Osteoporose) sind weitere mögliche Anwendungen.

Um verschiedenen Ansichten der transformierten Oberfläche zu erhalten, ist es gemäß Ausführungsformen der Erfindung vorgesehen, dass die transformierte Ebene in Blickrichtung in das dreidimensionale Abbild und/oder in Blickrichtung aus dem dreidimensionalen Abbild ausgerichtet ist. Somit kann die zu untersuchende Oberfläche bzw. deren Abbild von verschiedenen Blickrichtungen untersucht werden.

Für verschiedene Darstellungen der Schicht vorgegebener Dicke ist es außerdem vorgesehen, die der Schicht vorgegebener Dicke zugeordneten Bilddaten mittels MPR (multiplanare Reformations), MIP (maximal oder minimal intensity projection), Volume Rendering (VR) und/oder gefiltert (geglättet kantenbetont oder sonst strukturbetont) darzustellen.

Ein Ausführungsbeispiel ist exemplarisch in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

Figur 1 einen Computertomographen,

Figur 2 ein dreidimensionales Abbild des Bauchraumes eines Patienten in Form eines aus mehreren Schnittbildern bestehenden Volumendatensatzes,

Figur 3 ein Schnittbild des in der Figur 2 gezeigten Volumendatensatzes,

5 Figur 4 nach Polarkoordinaten transformierte Bildinformationen des in der Figur 3 dargestellten Schnittbildes,

10 Figur 5 einen Bilddatensatz, der das in eine Ebene transformierte Abbild der Körperoberfläche und ein Abbild einer der Körperoberfläche anschließenden Schicht umfasst, und

Figur 6 das dem in der Figur 5 gezeigten Bilddatensatz zugeordnete Bild.

15 Die Figur 1 zeigt schematisch einen Computertomographen mit einer Röntgenstrahlenquelle 1, von dem ein pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel 2, dessen Randstrahlen in der Figur 1 strichpunktiert dargestellt sind, ausgeht, das ein Untersuchungsobjekt, beispielsweise einen Patienten 3, durchsetzt und auf einen Strahlungsdetektor 4 trifft. Die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 sind im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels an einer ringförmigen Gantry 5 einander gegenüberliegend angeordnet. Die Gantry 5 ist bezüglich einer Systemachse 6, welche durch den Mittelpunkt der ringförmigen Gantry 5 verläuft, an einer in der Figur 1 nicht dargestellten Halterungsvorrichtung drehbar gelagert (vgl. Pfeil a).

20 Der Patient 3 liegt im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels auf einem für Röntgenstrahlung transparenten Tisch 7, welcher mittels einer in der Figur 1 ebenfalls nicht dargestellten Tragevorrichtung längs der Systemachse 6 verschiebar gelagert ist (vgl. Pfeil b).

35 Die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 bilden somit ein Messsystem, das bezüglich der Systemachse 6 drehbar und entlang der Systemachse 6 relativ zum Patienten 3

verschiebbar ist, so dass der Patient 3 unter verschiedenen Projektionswinkeln und verschiedenen Positionen bezüglich der Systemachse 6 durchstrahlt werden kann. Aus den dabei auftretenden Ausgangssignalen des Strahlungsdetektors 4 bildet ein
5 Datenerfassungssystem 9 Messwerte, die einem Rechner 11 zugeführt werden, der mittels dem Fachmann bekannten Verfahren ein Bild des Patienten 3 berechnet, das wiederum auf einem mit dem Rechner 11 verbundenen Monitor 12 wiedergegeben werden kann. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist
10 das Datenerfassungssystem 9 mit einer elektrischen Leitung 8, die in nicht dargestellter Weise beispielsweise ein Schleifringsystem oder eine drahtlose Übertragungsstrecke enthält, mit dem Strahlungsdetektor 4 und mit einer elektrischen Leitung 10 mit dem Rechner 11 verbunden.

15

Der in der Figur 1 gezeigte Computertomograph kann sowohl zur Sequenzabtastung als auch zur Spiralabtastung eingesetzt werden.

20

Bei der Sequenzabtastung erfolgt eine schichtweise Abtastung des Patienten 3. Dabei wird die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 bezüglich der Systemachse 6 um den Patienten 3 gedreht und das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende Messsystem nimmt eine
25 Vielzahl von Projektionen auf, um eine zweidimensionale Schicht des Patienten 3 abzutasten. Aus den dabei gewonnenen Messwerten wird ein die abgetastete Schicht darstellendes Schnittbild rekonstruiert. Zwischen der Abtastung aufeinanderfolgender Schichten wird der Patient 3 jeweils entlang der Systemachse 6 bewegt. Dieser Vorgang wiederholt sich so lange, bis alle interessierenden Schichten erfasst sind.

30

Während der Spiralabtastung dreht sich das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende Messsystem bezüglich der Systemachse 6 und der Tisch 7 bewegt sich kontinuierlich in Richtung des Pfeils b, d.h. das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende



Messsystem bewegt sich relativ zum Patienten 3 kontinuierlich auf einer Spiralbahn c, so lange, bis der interessierende Bereich des Patienten 3 vollständig erfasst ist. Dabei wird ein Volumendatensatz generiert, der im Falle des vorliegenden

5 Ausführungsbeispiels nach dem in der Medizintechnik üblichen DICOM-Standard kodiert ist.

Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels wird mit dem in der Figur 1 dargestellten Computertomographen ein aus mehreren aufeinanderfolgenden Schnittbildern bestehender Volumendatensatz des Bauchraums des Patienten 3 angefertigt. Der Volumendatensatz, der in der Figur 2 schematisch dargestellt ist, umfasst im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiel ca. 250 CT-Schichten (Schnittbilder) der Matrix 512x512. In der Figur 2 sind exemplarisch sieben Schnittbilder, die mit den Bezugszeichen 21 bis 27 versehen sind, angedeutet.

Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels soll die mit dem Volumendatensatz abgebildete Körperoberfläche und direkt darunter liegendes abgebildetes Gewebe und abgebildete Gefäße dargestellt werden. Dazu läuft im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels auf dem Rechner 11 ein geeignetes Rechnerprogramm, das die nun beschriebene Schritte ausführt.

25 Zunächst wird in einem ersten Durchgang zur Ermittlung der abgebildeten Körperoberfläche jedes Schnittbild 21 bis 27 des Volumendatensatzes nach Polarkoordinaten bezüglich einer Geraden G, die durch das dreidimensionale Abbild des Bauchraums des Patienten 3 verläuft, transformiert. Die Gerade G ist wenigstens im Wesentlichen rechtwinklig zu den einzelnen Schnittbildern 21 bis 27 ausgerichtet. Die Gerade G verläuft im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels im Wesentlichen durch das Zentrum des Volumendatensatzes und entspricht der Z-Achse des den Volumendatensatz definierenden Koordinatensystems.

Jedes Schnittbild 21 bis 27, von denen das Schnittbild 21 in der Figur 3 exemplarisch dargestellt ist, ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mit kartesischen Koordinaten (x, y) beschrieben. Anschließend werden die Bildinformationen jedes Schnittbildes 21 bis 27 radial neu angeordnet, indem sie bezüglich der Gerade G bzw. bezüglich der jeweiligen Schnittpunkte zwischen der Geraden G und dem entsprechenden Schnittbild nach Polarkoordinaten (r, ϕ) transformiert werden. Als Beispiel ist der Schnittpunkt S zwischen der Geraden G und dem Schnittbild 21 in der Figur 3 dargestellt. Mit der Transformation nach Polarkoordinaten (r, ϕ) wird auch das Abbild der Körperoberfläche des Patienten 3 transformiert und als geschlossene Kontur in jeder transformierten axialen Schicht (Schnittbild) dargestellt. Eine dem Abbild der Körperoberfläche des Patienten 3 zugeordnete Kontur 41 ist exemplarisch in der Figur 4 für das nach Polarkoordinaten (r, ϕ) transformierte Schnittbild 21 dargestellt.

Das Ergebnis der Transformation nach Polarkoordinaten (r, ϕ) ist ein linear aufgetragenes radiales Helligkeitsprofil. In dieser Rechteckmatrix (abgeleitete Bildmatrix) wird nun eine Filterung durchgeführt, welche die der Körperoberfläche zugeordnete Konturen, wie der in der Figur 4 gezeigten 41, betont. Die Filterantworten ersetzen die Helligkeitswerte in der abgeleiteten Bildmatrix. Nun erfolgt die Suche des optimalen Pfades in dieser Bildmatrix von oben nach unten zum identischen Start/Zielpunkt. Das geschieht im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mittels dynamischer Optimierung, wie z.B. in R. Bellman, "Dynamic programming and stochastic control processes", Information and Control, 1(3), Seiten 228-239, September 1958 beschrieben. Der optimierte Pfad stellt die radialen Vektoren zu den Körperoberflächenbildpunkten dar. In einem weiteren Schritt erfolgt eine Rücktransformation der nach Polarkoordinaten transformierten Konturen 41 in die ursprünglichen Koordinaten des Volumendatensatzes, so dass das gesamte, durch die einzelnen Konturen der Schnittbilder bestimmte Konturenensemble und die entsprechenden

Bildpunkte des ursprünglichen Volumendatensatzes im Zusammenhang der Einzelkonturen über alle Schnittbilder 21 bis 27 überprüft werden. Dies trägt insbesondere zur Unterdrückung von Fehlern (Ausreißern) und zur Zuverlässigkeit bei. An vermutlichen Fehlerstellen wird im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels eine Re-Segmentierung in den einzelnen Schnittbildern 21 bis 27 mit anschließender erneuter Überprüfung des 3D-Kontexts durchgeführt. Somit ist das Abbild der Körperoberfläche des Patienten 3 im Volumendatensatz segmentiert.

Danach erfolgt eine Re-Extraktion rechtwinklig zum Abbild der segmentierten Körperoberfläche im Volumendatensatz. Während bei der Transformation nach Polarkoordinaten (r, ϕ) Helligkeitsprofile rechtwinklig zu allen Punkten eines Kreises (idealisierte Oberflächenkontur) aus den Originaldaten ermittelt und als Rechteckmatrix aufgetragen wurden, gewinnt man bei der Re-Extraktion Profile rechtwinklig zum Oberflächenverlauf in jedem Bildpunkt des Abbildes der segmentierten Körperoberoberfläche (Körperoberflächenkontur). Diese Re-Extraktion wird erneut als Rechteckmatrix aufgetragen. Eine rechtwinklige Linie darin, z.B. die Mittellinie, entspricht den Bildpunkten des Abbildes der Körperoberfläche. Links davon z.B. befinden sich die CT-Messwerte in der Nähe der Körperoberfläche nach innen. Dadurch wird der Volumendatensatz derart transformiert, dass das segmentierte Abbild der Körperoberfläche des Patienten 3 in eine Ebene transformiert wird. Damit wird für die Gewinnung der Messwerte (Re-Extraktion) je nach Fragestellung eine Schicht unterhalb und/oder oberhalb der segmentierten und in die Ebene transformierten Oberfläche, im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels also des segmentierten und in die Ebene transformierten Abbildes der Körperoberfläche des Patienten 3, ermittelt. Die Dicke dieser Schicht wird im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels vor dem Segmentieren in den Rechner 11 eingegeben. Folglich entsteht ein in der Figur 5 dargestell-

ter Bilddatensatz 51, der die Struktur eines dünnen Voxelquaders hat.

Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels entspricht die 5 Dicke der Schicht, die an die Körperoberfläche anschließt, in etwa 5mm. Somit ist es möglich, dass im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ohne Kontrastmittel Gefäße darstellbar sind, die im Leistenbereich nahe unter der Haut des Patienten 10 liegen. Über diese Dicke von 5mm wird rechtwinklig zur Körperoberfläche im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels jeweils die höchste Dichte ermittelt und damit eine 15 so genannte „Thin MIP“ erstellt, jedoch, zurückbezogen auf die ursprünglichen Volumendaten, entlang des gekrümmten Abbildes der Körperoberfläche. Für eine Beurteilung kann der in 20 der Figur 5 dargestellte Bilddatensatz 51, dessen entsprechendes Bild 61 in der Figur 6 gezeigt und auf dem Monitor 12 wiedergegeben ist, verwendet werden.

Statt des maximalen Signalwerts kann für andere Fragestellungen 25 genauso das Minimum verwendet oder eine andere Verrechnung durchgeführt werden. Für relativ dicke Strukturen kann beispielsweise mit einer Mittelwertbildung oder einem sonstigen Glättungsoperator eine Verbesserung des Signal-/Rauschverhältnisses erreicht werden. Durch Auswahl eines schmalen 20 Bandes von Signalwerten (z.B. Hounsfield-Units) ist es möglich, Strukturen mit bestimmten Eigenschaften zu selektieren (z.B. Blutgefäße, Verkalkungen ...) oder komplementär auszublenden.

30 Durch Analyse in der Ebene parallel zur Orientierungsfläche (vgl. Figur 5) lassen sich die Messwerte in ihrem flächenhaften Zusammenhang, z.B. nach Textureigenschaften, analysieren und bildlich darstellen.

35 Der Volumendatensatz wird im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mit einem Computertomographen hergestellt und liegt in Form mehrerer aufeinanderfolgender computerto-

mographischer Schnittbilder vor. Der Volumendatensatz kann aber auch mit anderen bildgebenden Geräten, wie insbesondere mit einem Magnetresonanzgerät, einem Röntgengerät, einem Ultraschallgerät oder einem PET-Scanner hergestellt werden. Der 5 Volumendatensatz muss auch nicht in Form mehrerer aufeinanderfolgender computertomographischer Schnittbilder vorliegen.

Das zu segmentierende Abbild muss auch nicht notwendigerweise die Körperoberfläche eines Lebewesens sein. Insbesondere sind 10 Abbilder von Oberflächen von Organen oder Knochen zu nennen.

 Das Ausführungsbeispiel hat ebenfalls nur exemplarischen Charakter.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Herstellen eines Bildes, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

5

- Segmentieren der Oberfläche eines dreidimensionalen Abbildes eines Objekts (3), wobei das dreidimensionale Abbild als Volumendatensatz gespeichert ist,

10

- Transformieren des Volumendatensatzes derart, dass die segmentierte Oberfläche in eine Ebene transformiert wird, und

- Darstellen der in die Ebene transformierten Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes mit einer Schicht vorgegebener Dicke innerhalb und/oder außerhalb des dreidimensionalen Abbildes.

15

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem das dreidimensionale Abbild in Form mehrerer aufeinanderfolgender computertomographischer Schnittbilder (21-27) vorliegt oder als Schichtstapel betrachtet wird, die Bilddaten jedes Schnittbildes (21-27) mit kartesischen Koordinaten (x, y) beschrieben sind und für die Segmentierung der Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes folgende Verfahrensschritte ausgeführt werden:

20

- Durchführen einer Koordinatentransformation für jedes Schnittbild (21-27) nach Polarkoordinaten (r, ϕ) bezüglich einer Geraden (G), die durch das dreidimensionale Abbild verläuft und wenigstens im Wesentlichen rechtwinklig zu den einzelnen Schnittbildern (21-27) ausgerichtet ist,

30

- Ermitteln der Konturen (41), die in jedem transformierten Schnittbild abgebildet und der Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes zugeordnet sind,

35

- Rücktransformieren der Bildpunkte der ermittelten Konturen (41) in das dem Volumendatensatz zugeordnete Koordinatensystem (x, y, z) und

5 - Re-Extrahieren von Bildpunkten entlang der Konturen (41) für die Darstellung der in die Ebene transformierten Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes mit der Schicht vorgegebener Dicke innerhalb und/oder außerhalb des dreidimensionalen Abbildes.

10

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, bei dem das dreidimensionale Abbild ein Abbild zumindest eines Teils eines Lebewesens (3) ist und die segmentierte Oberfläche das Abbild der Körperoberfläche des abgebildeten Lebewesens (3) ist.

15

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem das Objekt ein Knochen oder ein Organ eines Lebewesens ist.

20

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem die transformierte Ebene in Blickrichtung in das dreidimensionale Abbild ausgerichtet ist.

25

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem die transformierte Ebene in Blickrichtung aus dem dreidimensionalen Abbild ausgerichtet ist.

30

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem die der Schicht vorgegebener Dicke zugeordneten Bilddaten mittels MPR (multiplanare Reformation), MIP (maximal oder minimal intensity projection), Volume Rendering (VR) und/oder mittels Filterung geglättet, kantenbetont oder sonst strukturbetont dargestellt werden.

Zusammenfassung**Verfahren zum Herstellen eines Bildes**

5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Herstellen eines Bildes (61). Zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird die Oberfläche eines dreidimensionalen Abbildes eines Objekts (3) segmentiert, wobei das dreidimensionale Abbild mit einem Volumendatensatz gespeichert ist. Anschließend
10 wird der Volumendatensatz derart transformiert, dass die segmentierte Oberfläche in eine Ebene transformiert wird. Schließlich wird die in die Ebene transformierte Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes mit einer Schicht vorgegebener Dicke innerhalb und/oder außerhalb des dreidimensionalen Abbildes dargestellt.

15
Figur 5

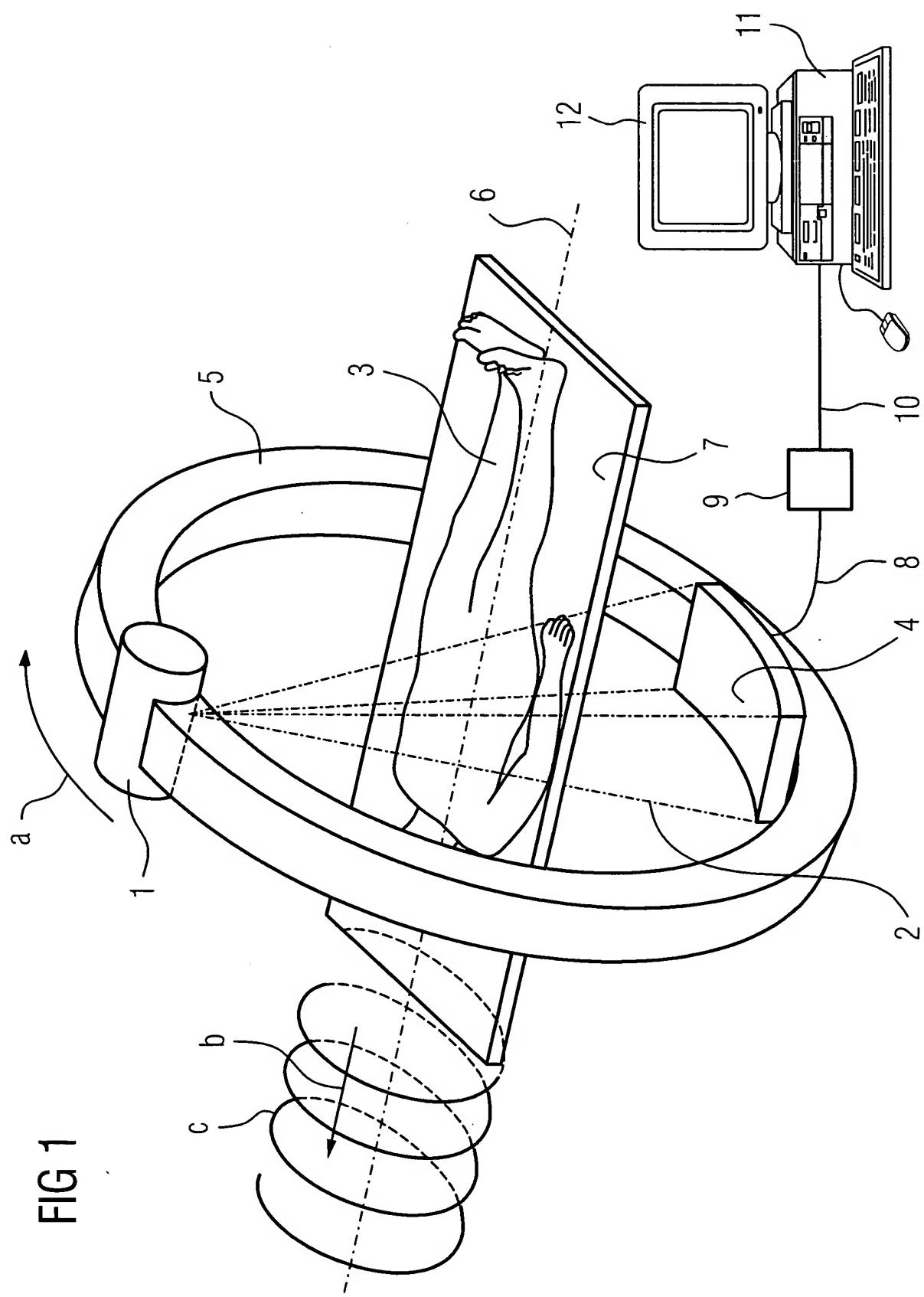


FIG 2

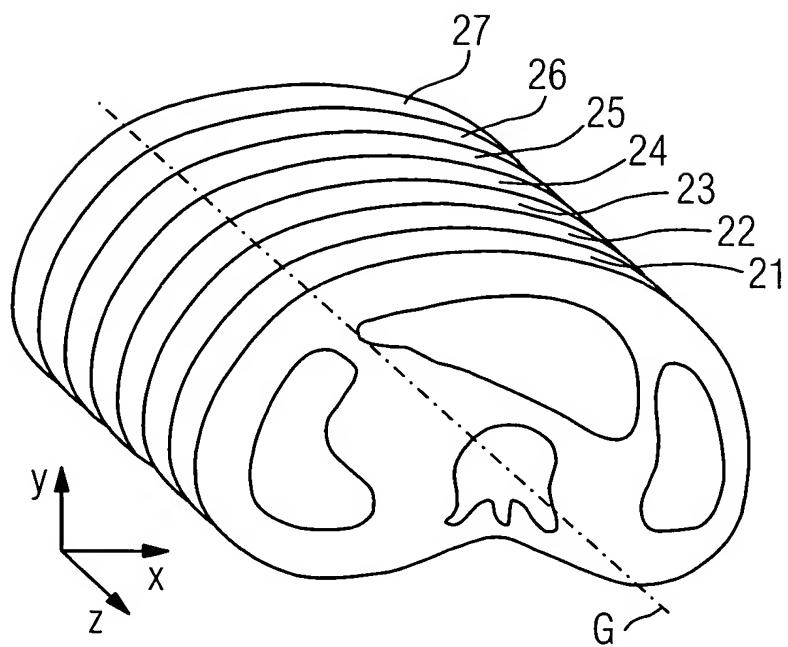


FIG 3

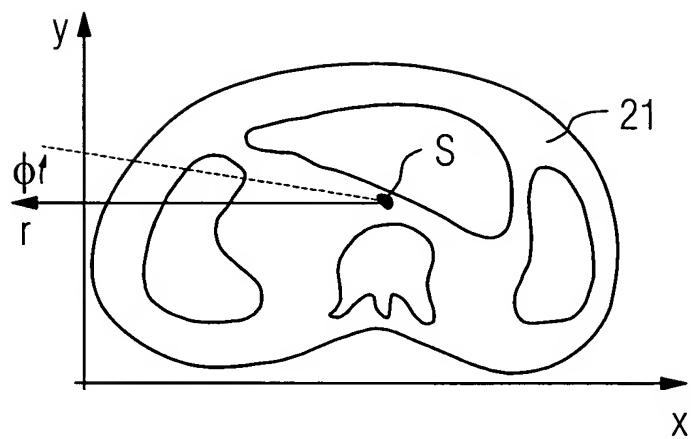
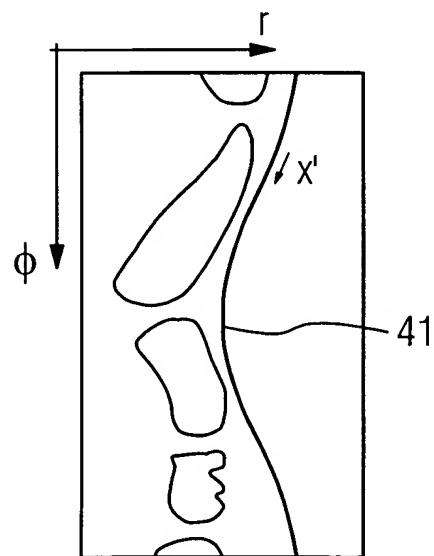


FIG 4



200212882

3/3

FIG 5

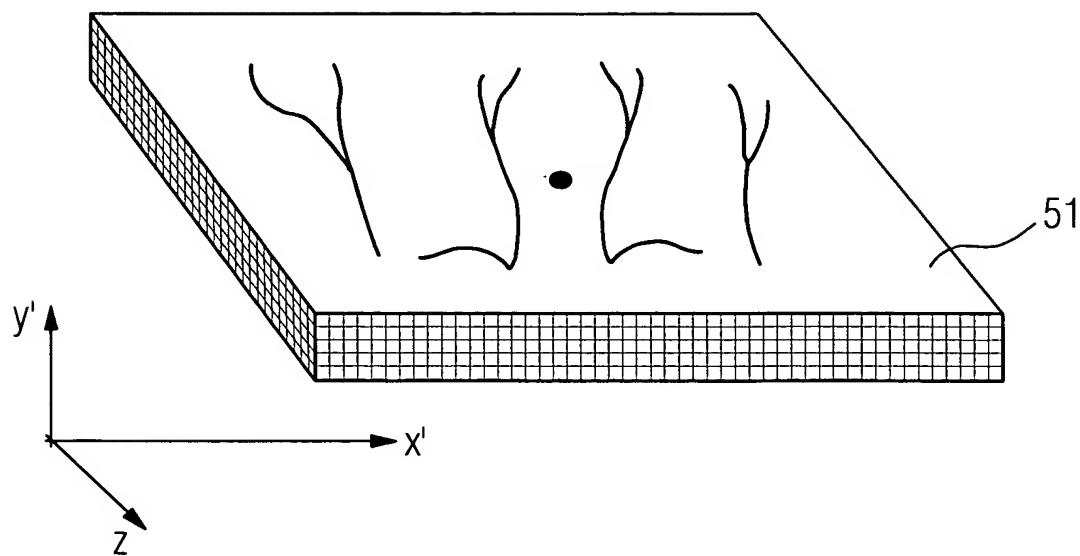
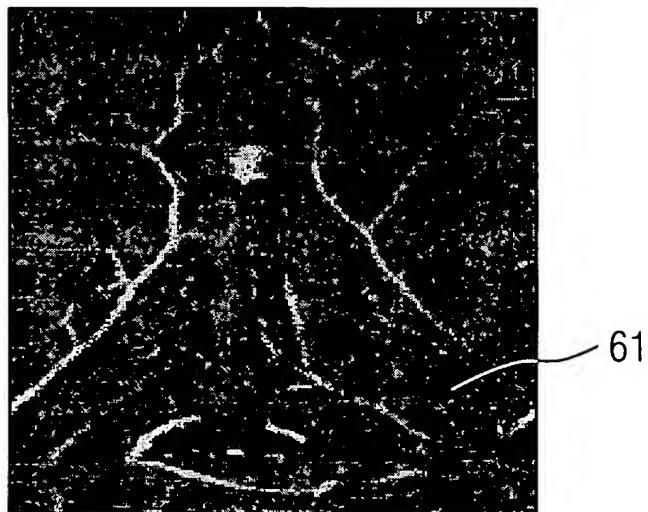


FIG 6



BEST AVAILABLE COPY